



TUGAS AKHIR - TF 141581

**ANALISIS PENGARUH GEOMETRI TERHADAP
KECEPATAN PEMISAHAN PLASMA DARAH PADA
PERANTI MIKROFLUIDA BERBASIS KERTAS
TERDEKORASI PARTIKEL NANO ZnO (ZnO- μ PAD)
MENGUNAKAN METODE CFD**

**RIO AKBAR YUWONO
NRP. 2413 100 106**

**Dosen Pembimbing:
Gunawan Nugroho, ST, MT, PhD**

**DEPARTEMEN TEKNIK FISIKA
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
Surabaya 2017**



FINAL PROJECT - TF 141581

***Analysis of Geometry Effect to Blood Plasma
Separation in Microfluidic Paper Based
Analytical Devices Decorated with Nano ZnO
Particles (ZnO- μ PAD) Using CFD***

***RIO AKBAR YUWONO
NRP. 2413 100 106***

***Supervisor:
Gunawan Nugroho, ST, MT, PhD***

***ENGINEERING PHYSICS DEPARTMENT
FACULTY OF INDUSTRIAL TECHNOLOGY
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
Surabaya 2017***

LEMBAR PENGESAHAN

**ANALISIS PENGARUH GEOMETRI TERHADAP
KECEPATAN PEMISAHAN PLASMA DARAH PADA
PERANTI MIKROFLUIDA BERBASIS KERTAS
TERDEKORASI PARTIKEL NANO ZnO (ZnO- μ PAD)
MENGUNAKAN METODE CFD**

TUGAS AKHIR

Oleh:



Rio Akbar Yuwono
NRP. 2413 100 106

Surabaya, 12 Juni 2017

**Menyetujui,
Dosen Pembimbing**



Gunawan Nugroho, ST, MT, PhD
NIPN. 19771127 200212 1 002

**Mengetahui,
Ketua Departemen
Teknik Fisika FTI-ITS**



Agus Muhammad Hatta, S.T., M.Si., Ph.D.
NIPN. 197809022003121002

LEMBAR PENGESAHAN

ANALISIS PENGARUH GEOMETRI TERHADAP KECEPATAN PEMISAHAN PLASMA DARAH PADA PERANTI MIKROFLUIDA BERBASIS KERTAS TERDEKORASI PARTIKEL NANO ZnO (ZnO- μ PAD) MENGUNAKAN METODE CFD


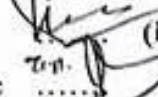
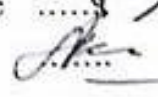

TUGAS AKHIR

Diajukan Untuk Memenuhi Salah Satu Syarat
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
Bidang Studi Rekayasa Energi dan Pengkondisian Lingkungan
Program Studi S-1 Departemen Teknik Fisika
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh:

RIO AKBARYUWONO
NRP. 2413 100 106

Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir:

- | | | |
|-------------------------------|---|---------------------|
| 1. Gunawan Nugroho, Ph.D |  | (Pembimbing) |
| 2. Ir. Harsono Hadi, PhD |  | (Ketua Tim Penguji) |
| 3. Nur Laila Hamidah, ST, MSc |  | (Penguji I) |
| 4. Ir. Sarwono, MM |  | (Penguji II) |

PERNYATAAN BEBAS PLAGIASI

Saya yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Rio Akbar Yuwono

NRP : 2413100106

Departemen : Teknik Fisika FTI-ITS

dengan ini menyatakan bahwa tugas akhir saya berjudul ANALISIS PENGARUH GEOMETRI TERHADAP KECEPATAN PEMISAHAN PLASMA DARAH PADA PERANTI MIKROFLUIDA BERBASIS KERTAS TERDEKORASI PARTIKEL NANO ZnO (ZnO- μ PAD) MENGGUNAKAN METODE CFD adalah bebas dari plagiasi. Apabila pernyataan ini terbukti tidak benar, maka saya bersedia menerima sanksi sesuai ketentuan yang berlaku.

Demikian surat pernyataan ini saya buat dengan sebenar-benarnya.

Surabaya, 19 Juli 2017

yang membuat pernyataan,



Rio Akbar Yuwono

ANALISIS PENGARUH GEOMETRI TERHADAP KECEPATAN PEMISAHAN PLASMA DARAH PADA PERANTI MIKROFLUIDA BERBASIS KERTAS TERDEKORASI PARTIKEL NANO ZnO (ZnO- μ PAD) MENGUNAKAN METODE CFD

Nama : Rio Akbar Yuwono
NRP : 2413 100 106
Departemen : Teknik Fisika FTI-ITS
Dosen Pembimbing : Gunawan Nugroho, ST, MT, PhD

ABSTRAK

Peranti mikrofluida merupakan platform alternatif untuk pemisahan plasma darah sekaligus sebagai perangkat diagnosis yang murah dan sederhana. Pada penelitian ini dikembangkan peranti mikrofluida yang diintegrasikan dengan partikel nano ZnO nanoSPs (ZnO- μ PAD) dengan geometri yang dioptimasi menggunakan metode *Computational Fluid Dynamics* (CFD). Optimasi geometri ZnO- μ PAD dilakukan pada panjang leher dan lebar kanal. Dengan pemodelan yang telah tervalidasi dengan uji eksperimental, hasil simulasi menunjukkan penurunan kecepatan aliran plasma darah yang drastis apabila leher kanal diperpendek. Adapun penyempitan lebar kanal menyebabkan kecepatan aliran plasma darah yang semakin lambat. Berdasarkan hasil simulasi dan eksperimen pemisahan plasma darah, diperoleh geometri optimal dengan panjang leher 4 mm dan lebar kanal 0,5 mm dimana waktu yang dibutuhkan untuk pemisahan plasma darah adalah 730,7 detik.

Kata Kunci: ZnO- μ PAD, nanoSPs, CFD, Kecepatan.

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

***Analysis of Geometry Effect to Blood Plasma
Separation in Microfluidic Paper Based
Analytical Devices Decorated with Nano ZnO
Particles (ZnO- μ PAD) Using CFD***

Name : Rio Akbar Yuwono
NRP : 2413 100 106
Department : Teknik Fisika FTI-ITS
Supervisor : Gunawan Nugroho, ST, MT, PhD

ABSTRACT

Microfluidic device is an cheap and simple alternative platform for blood plasma separation and point-of-care-diagnosis. In this research ZnO- μ PAD were develop by integrate with ZnO nanoSPs and the geometry was optimized using Computational Fluid Dynamics (CFD). ZnO- μ PAD geometry optimized byvariate the throat length and the channel width. The model have been validated using experimental result, the simulation result shows that more shorter the throat then the drop of velocity is going faster. Meanwhile, more narrower the channel then the blood plasma velocity is going slower. Based on the simulation and experimental result, the optimal geometry was obtained with 4 mm throat length and 0,5 channel width which need 730,7 seconds for blood plasma separation process.

Key words: ZnO- μ PAD, nanoSPs, CFD, Velocity.

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

KATA PENGANTAR

Puji dan syukur penulis panjatkan atas kehadiran Allah SWT yang senantiasa melimpahkan rahmat serta hidayah-Nya kepada kita semua, shalawat serta salam kepada Nabi Muhammad SAW, karena telah terselesaikannya tugas akhir yang berjudul:

**“Analisis Pengaruh Geometri Terhadap
Kecepatan Pemisahan Plasma Darah pada
Peranti Mikrofluida Berbasis Kertas
Terdekorasi Partikel Nano ZnO (ZnO- μ PAD) Menggunakan
Metode CFD”**

Dalam perjalanan terselesainya tugas akhir ini penulis telah memperoleh banyak bantuan dari berbagai pihak. Untuk itu penulis mengucapkan terimakasih atas bantuan dan motivasi kepada:

1. Kedua orang tua dan seluruh keluarga besar penulis atas segala dukungan dan doa yang selalu diberikan.
2. Bapak Gunawan Nugroho, ST, MT, PhD selaku pembimbing tugas akhir dan Kepala Laboratorium Rekayasa Energi dan Pengkondisian Lingkungan yang telah memberikan banyak ilmu, motivasi, dan mendukung penulis selama pengerjaan tugas akhir ini.
3. Bapak Ruri Agung Wahyuono, ST, MT selaku pembimbing penelitian ZnO- μ PAD yang selalu memberikan solusi atas permasalahan yang menimpa penulis, memberikan fasilitas penelitian, dan memberikan wejangan-wejangan kehidupan kepada penulis.
4. Teman-teman yang telah mendonorkan darahnya: Rizki Sempron, Tata, dan Yaritsa.

5. Teman-teman HMKC (Riza, Rizki, Grovando, Fanisdlon, Widhi, Arsa) yang telah memberikan dukungan moral kepada penulis.
6. Teman-teman Kelompok Studi Energi yang telah membantu penulis dalam mengerjakan eksperimen tugas akhir.
7. Teman-teman yang telah membantu penulis; Hanifan, Intan (Ibu Yayuk), Irawan, Aryo, Surya (Li Cheng Sui), Evi, Hafizh, Fahmi.

Penulis sadar bahwa penulisan laporan tugas akhir ini tidak sempurna, namun semoga laporan ini dapat memberikan kontribusi yang berarti dan menambah wawasan yang bermanfaat bagi pembaca, keluarga besar Teknik Fisika khususnya, dan civitas akademik ITS pada umumnya. Semoga laporan tugas akhir ini dapat bermanfaat sebagai referensi pengerjaan laporan tugas akhir bagi mahasiswa yang lain.

Surabaya, Mei 2017

Penulis

DAFTAR ISI

Halaman Judul.....	i
Lembar Pengesahan.....	v
Pernyataan Bebas Plagiasi	ix
Abstrak	xii
Abstract	xiii
Kata Pengantar.....	xv
Daftar Isi.....	xvii
Daftar Gambar	xix
Daftar Tabel.....	xxiii
BAB I PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah	3
1.3 Tujuan	3
1.4 Batasan Masalah	3
BAB II DASAR TEORI	5
2.1 Peranti Mikrofluida untuk Pemisahan Plasma Darah.....	5
2.2 ZnO- μ PAD	7
2.3 Media Berpori (<i>Porous Media</i>).....	8
2.4 <i>Atomic Force Microscopy</i> (AFM).....	11
2.5 <i>Computational Fluid Dynamics</i> (CFD)	13
BAB III METODOLOGI PENELITIAN.....	15
3.1 Fabrikasi ZnO- μ PAD.....	15
3.2 Karakterisasi Permukaan ZnO- μ PAD	17
3.3 Sampel Darah	17
3.4 Kecepatan Pemisahan Plasma Darah.....	18
3.5 Simulasi CFD	19
3.6 Analisis Data.....	22
BAB IV ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN.....	23
4.1 Uji Kecepatan Plasma Darah Secara Eksperimental	23
4.2 Perbandingan Hasil Simulasi dan Eksperimen	26

4.3	Variasi Geometri Simulasi Aliran Plasma Darah.....	29
4.4	Pemisahan Plasma Darah dan Sel Darah Merah.....	33
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN.....		39
5.1	Kesimpulan.....	39
5.2	Saran.....	39
DAFTAR PUSTAKA		
BIOGRAFI PENULIS		
LAMPIRAN		

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Mikrofluida (a) efek Zweifach-Fung, (b) skema mikrofluida (Yang dkk, 2006)5
Gambar 2.2	(a) Proses pembuatan embos, kertas diletakkan diantara dua cetakan A dan B, (b) skema proses embos pada kertas, (c) penampang melintang hasil jadi kanal pada kertas (Thujo dkk, 2014)....7
Gambar 2.3	Desain dan geometri peranti ZnO- μ PAD (Yuwono dkk, 2016)8
Gambar 2.4	AFM tip (Mai, 2017) 12
Gambar 2.5	Skema pemindaian permukaan pada AFM (Montanari, 2005) 13
Gambar 3.1	Diagram alir penelitian..... 15
Gambar 3.2	Desain kanal ZnO- μ PAD yang terdiri dari (a) zona pemisah, (b) leher, (c) cabang, (d) zona penampung, dan (e) antarmuka hidrofobik (lilin) 16
Gambar 3.3	Pembuatan geometri serta pendefinisian kondisi batas pada tahap pra-pemrosesan..... 19
Gambar 3.4	Pratinjau hasil <i>meshing</i>20
Gambar 3.5	Nilai kualitas meshing berdasarkan <i>skewness</i> (ANSYS UK Ltd., 2009) 20
Gambar 4.1	Kontur tekanan pada ZnO- μ PAD dalam simulasi CFD..... 24
Gambar 4.2	Kontur kecepatan pada ZnO- μ PAD dalam simulasi CFD..... 25
Gambar 4.3	Grafik perbandingan simulasi dan eksperimen..... 26

Gambar 4.4	Uji sudut kontak pada lapisan ZnO nanoSPs pada kertas filter Whatman No.1, (a) 1 lapis, (b) 2 lapis, (c) 3 lapis	27
Gambar 4.5	Topografi permukaan ZnO- μ PAD berdasarkan pemindaian AFM, pada (a) zona penampung, (b) leher, (c) zona pemisah.....	28
Gambar 4.6	Hasil <i>Scanning Electron Microscopy</i> kertas Whatman No.1 pada (a) jauh dari kanal, (b) di dekat kanal (Thuo dkk, 2014).....	29
Gambar 4.7	Grafik kecepatan terhadap posisi pada lebar kanal 2 mm.....	30
Gambar 4.8	Grafik kecepatan terhadap posisi pada panjang leher 5 mm	31
Gambar 4.9	Grafik kecepatan terhadap posisi pada panjang leher 4 mm	31
Gambar 4.10	Grafik kecepatan terhadap posisi pada panjang leher 3 mm	32
Gambar 4.11	Grafik kecepatan terhadap posisi pada panjang leher 2 mm	32
Gambar 4.12	Grafik kecepatan terhadap posisi pada panjang leher 1 mm	33
Gambar 4.13	Pemisahan plasma darah pada lebar kanal 2 mm dengan panjang leher kanal (a) 5 mm, (b) 4 mm, (c) 3 mm, (d) 2 mm, (e) 1 mm.....	35
Gambar 4.14	Pemisahan plasma darah pada lebar kanal 1,5 mm dengan panjang leher kanal (a) 5 mm, (b) 4 mm, (c) 3 mm, (d) 2 mm, (e) 1 mm.....	35
Gambar 4.15	Pemisahan plasma darah pada lebar kanal 1 mm dengan panjang leher kanal (a) 5 mm, (b) 4 mm, (c) 3 mm, (d) 2 mm, (e) 1 mm.....	36

Gambar 4.16 Pemisahan plasma darah pada lebar kanal 0,5 mm dengan panjang leher kanal (a) 5 mm, (b) 4 mm, (c) 3 mm, (d) 2 mm, (e) 1 mm.....36

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

DAFTAR TABEL

Tabel 3.1	Hasil Pengujian BET (Wahyuono dkk, 2016, Wahyuono dkk, 2017)	16
Tabel 3.2	Hasil Uji Viskositas	18
Tabel 3.3	Variasi Geometri Peranti ZnO- μ PAD dalam Satuan mm	19
Tabel 4.1	Hasil Rata-Rata Uji Kecepatan.....	23
Tabel 4.2	Hasil Uji Sudut Kontak	27
Tabel 4.3	Waktu Pemisahan Plasma Darah.....	34

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Proses pemisahan plasma darah diperlukan dalam perangkat diagnostik klinis untuk menghindari gangguan dari sel darah merah selama pengukuran analitis (Yang dkk, 2006). Pemisahan plasma darah pada umumnya dilakukan dengan sentrifugasi yang dinilai kurang efisien dalam hal waktu dan memerlukan volume sampel yang cukup besar (Martinez dkk, 2008). Terlebih lagi, pengukuran diagnostik klinis yang ada memerlukan instrumen yang mahal serta pengetahuan yang memadai untuk keperluan analisis (Martinez dkk, 2008, Martinez, 2010). Oleh karena itu, pengembangan perangkat diagnostik yang murah dan sederhana serta mampu melakukan pengujian dengan spektrum yang luas untuk uji klinis berikut dengan metode pemisahan plasma darah. Peranti mikrofluida dianggap sebagai *platform* alternatif untuk perangkat pemisahan plasma darah sekaligus perangkat diagnosis (Yang dkk, 2006, Li dkk, 2010, Li dkk, 2012, Dungchai dkk, 2009).

Terdapat berbagai jenis teknik pemisahan darah pada peranti mikrofluida, yaitu; efek bifurkasi (Yang, 2006) dan peranti mikrofluida berbasis kertas (Songjaroen, 2012). Peranti mikrofluida berbasis kertas (*microfluidic paper based analytical device*, μ PAD) dianggap mudah dalam proses fabrikasinya dibandingkan dengan peranti mikrofluida lain (Songjaroen, 2012). Pengembangan peranti mikrofluida berbasis kertas telah diarahkan untuk fabrikasi yang difungsionalkan dengan material nano untuk meningkatkan performansi analitiknya. Beberapa material nano yang digunakan untuk biosensor adalah *multi-walled carbon nanotube* (MWCNT) (Lee dkk, 2014), bis-Zn-DPA *magnetic* (bis(dipycophelamyn)) (Zhang dkk, 2012), dan seng oksida (ZnO)

(Li dkk, 2015). Pemanfaatan material nano tersebut dikarenakan karakteristik fisika/kimia yang sangat efektif untuk pengukuran bio. Diantara berbagai material nano, ZnO dinilai memiliki biokompatibilitas tinggi dan mobilitas elektron yang cepat (Barui dkk, 2014) sehingga cocok dikembangkan sebagai material sensor elektronik.

Hasil riset terbaru, yang dilakukan oleh Yuwono dkk (2016), μ PAD diintegrasikan dengan partikel nano ZnO bermorfologi *aggregates* (nanoSPs) (ZnO- μ PAD). ZnO nanoSPs dinilai memiliki pori yang lebih teratur dan luas permukaan aktif yang lebih tinggi dibandingkan dengan ZnO *nanowires* dan ZnO *nanorods* (Wahyuono dkk, 2017). Pada penelitian yang dilakukan oleh Yuwono dkk (2016), geometri ZnO- μ PAD yang telah dioptimasi dirujuk dari penelitian yang dilakukan oleh Songjaroen dkk (2012). Kedua penelitian tersebut memiliki perbedaan pada medium mikrofluida yang digunakan. Pada penelitian yang dilakukan oleh Songjaroen dkk (2012), μ PAD difabrikasi menggunakan kertas Whatmann No.1 dan gabungan membran LFI untuk mengikat sel darah merah sehingga terjadi pemisahan plasma darah. Sedangkan pada penelitian yang dilakukan oleh Yuwono dkk (2016), proses pemisahan plasma darah dengan memanfaatkan lebar pori ZnO nanoSPs untuk menahan sel darah merah. Untuk itu perlu dilakukan analisa lebih lanjut mengenai optimasi geometri yang dilakukan oleh Yuwono dkk (2016).

Menurut Tuakia (2008), metode *Computational Fluid Dynamics* (CFD) dapat digunakan untuk menganalisa dan memprediksi suatu aliran fluida dengan cepat dan akurat. Sehingga, analisa optimasi geometri yang dilakukan oleh Yuwono dkk (2016) dapat dianalisa kembali menggunakan metode CFD untuk memperoleh analisa yang akurat. Optimasi geometri dilakukan dengan melakukan variasi geometri, meliputi panjang

leher kanal dan lebar kanal sesuai dengan variasi yang dilakukan oleh Yuwono dkk (2016). Oleh karena itu, berdasarkan uraian diatas, penelitian ini perlu dilakukan dengan tujuan untuk mengetahui pengaruh variasi geometri terhadap kecepatan pemisahan plasma darah pada peranti ZnO- μ PAD serta membantu analisa lebih lanjut mengenai optimasi geometri yang dilakukan oleh Yuwono dkk (2016) menggunakan metode *Computational Fluid Dynamics* (CFD).

1.2 Rumusan Masalah

Adapun permasalahan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana pengaruh panjang leher kanal pada ZnO- μ PAD terhadap kecepatan pemisahan plasma darah?
2. Bagaimana pengaruh lebar kanal pada ZnO- μ PAD terhadap kecepatan pemisahan plasma darah?

1.3 Tujuan

Adapun tujuan dalam penelitian ini, sesuai dengan permasalahan yang diangkat diatas, sebagai berikut:

1. Mengetahui pengaruh panjang leher kanal pada ZnO- μ PAD terhadap kecepatan pemisahan plasma darah.
2. Mengetahui pengaruh lebar kanal pada ZnO- μ PAD terhadap kecepatan pemisahan plasma darah.

1.4 Batasan Masalah

Batasan masalah pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Penelitian pengaruh geometri terhadap kecepatan dilakukan pada peranti ZnO- μ PAD sesuai dengan penelitian yang dilakukan oleh Yuwono dkk (2016) menggunakan metode *Computational Fluid Dynamic* (CFD).
2. Medium yang digunakan berupa media berpori (*porous medium*).

3. Variasi geometri yang dilakukan pada panjang leher kanal dan lebar kanal ZnO- μ PAD.
4. Fluida yang digunakan dalam simulasi adalah plasma darah.
5. Tekanan masukan dan gravitasi diabaikan.

BAB II

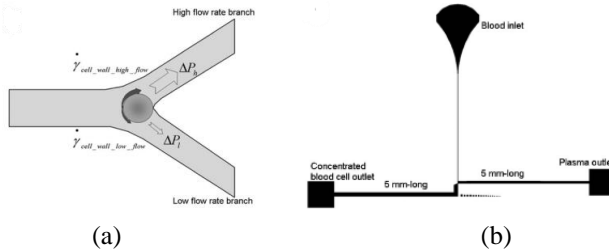
DASAR TEORI

2.1 Peranti Mikrofluida untuk Pemisahan Plasma Darah

Teknologi mikrofluida memiliki potensial untuk digunakan sebagai media analisa darah dalam skala kecil karena kecepatan, volume yang kecil, serta biaya fabrikasi yang rendah (Dungchai dkk, 2009, Carvalhal dkk, 2010, Songjaroen dkk, 2012). Ada beberapa teknik dalam mikrofluida yang digunakan sebagai pemisah darah dengan plasma darah, sebagai berikut:

2.1.1 Efek Bifurkasi (Efek Zweifach-Fung)

Prinsip dari pemisahan plasma darah dengan darah didasarkan pada Hukum *Bifurcation* yang disebut sebagai efek Zweifach-Fung. Efek Zweifach-Fung menjelaskan bahwa ketika eritrosit melalui area percabangan pada pembuluh darah, eritrosit memiliki kecenderungan bergerak menuju salah satu cabang yang memiliki laju aliran yang lebih tinggi. Hal ini disebabkan karena cabang dengan laju aliran yang tinggi memiliki beda tekanan yang lebih besar ($\Delta P_h > \Delta P_l$), ditunjukkan pada Gambar 2.1a.

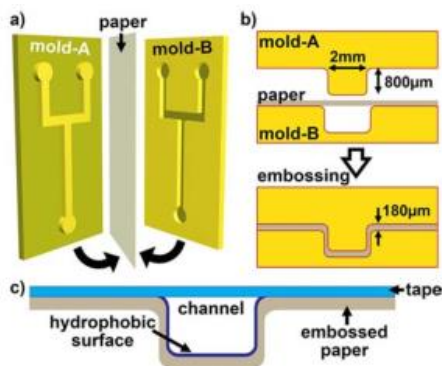


Gambar 2.1 Mikrofluida (a) efek Zweifach-Fung, (b) skema mikrofluida (Yang dkk, 2006).

Untuk berhasil mendesain piranti mikrofluida sebagai pemisahan plasma darah berdasarkan efek Zweifach-Fung, beberapa teknik dilakukan seperti mencari ukuran celah optimal agar plasma dapat mengalir melalui jaringan mikrofluida. Ukuran celah optimal dicari dengan analisa menggunakan analogi rangkaian listrik, diversifikasi dengan *Computational Fluid Dynamics* (CFD), dan dilakukan eksperimen langsung (Yang dkk, 2006). Desain pada piranti ini memiliki bagian *inlet* untuk darah dan bagian *outlet* untuk plasma darah dan sel darah merah seperti pada Gambar 2.1b.

2.1.2 *Microfluidic Paper-Based Analytical Device* (μ PAD)

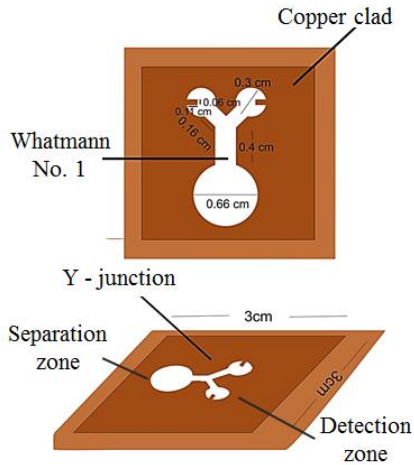
Microfluidic Paper-Based Analytical Device (μ PAD) dapat digunakan untuk memisahkan plasma dari darah. Fabrikasi μ PAD umumnya menggunakan metode *wax dipping* untuk menyatukan membrane pemisah darah (LF1) dengan kertas filter Whatman No.1. LF1- μ PAD dapat berfungsi pada 24-55% hematokrit darah tanpa pengenceran, dan efektif memisahkan sel darah dari plasma selama ± 2 menit pada 15 – 22 μ L volume darah yang ditambahkan pada piranti (Carvalho dkk, 2010, Dungchai dkk, 2009, Songjaroen dkk, 2012). Beberapa piranti μ PAD difabrikasi dengan cara membuat embos pada kertas (Thuong dkk, 2014), sehingga terbentuk kanal pada kertas seperti pada Gambar 2.2.



Gambar 2.2 (a) Proses pembuatan embos, kertas diletakkan diantara dua cetakan A dan B, (b) skema proses embos pada kertas, (c) penampang melintang hasil jadi kanal pada kertas (Thujo dkk, 2014).

2.2 ZnO-μPAD

Perkembangan peranti μPAD diarahkan pada fabrikasi μPAD yang difungsikan dengan material nano untuk meningkatkan performa analitiknya. Beberapa penelitian telah menggunakan material nano untuk *biosensor* seperti; *multi-walled carbon nanotube* (MWCNT) (Lee dkk, 2014), bis-Zn-DPA *magnetic* (bis(dipycophelamyn)) (Zhang dkk, 2012), dan seng oksida (ZnO) (Li, Zhao dan Liu, 2015). Penelitian terbaru peranti μPAD diintegrasikan dengan material nano ZnO (ZnO-μPAD) bermorfologi *aggregates* (SPs) (Yuwono dkk, 2016). ZnO bermorfologi SPs dinilai memiliki ukuran pori yang lebih teratur dan luas permukaan aktif yang lebih tinggi dibandingkan dengan partikel nano ZnO bermorfologi *nanowires* dan *nanorods*. Desain dan geometri peranti ZnO-μPAD ditunjukkan pada Gambar 2.3 berikut:



Gambar 2.3 Desain dan geometri peranti ZnO-μPAD (Yuwono dkk, 2016)

2.3 Media Berpori (*Porous Media*)

Suatu media dapat dikatakan media berpori apabila memiliki pori (Su dkk, 2012). Contoh benda berpori adalah kertas, pasir, semen, keramik, dan lain sebagainya. ZnO-μPAD menggunakan media utama kertas yang dilapisi dengan partikel nano ZnO, sehingga dapat dikategorikan sebagai media berpori.

Persamaan yang mendeskripsikan aliran fluida dalam media berpori adalah hukum Darcy yang diformulasikan oleh Henry Darcy melalui eksperimen (Darcy, 1856). Hukum Darcy pada ketinggian yang konstan adalah hubungan sederhana antara debit fluida melalui berpori, viskositas fluida, dan perbedaan tekanan pada jarak tertentu yang dituliskan dalam persamaan berikut:

$$Q = - \frac{k \cdot A \cdot \Delta P}{\mu \cdot L} \quad [2.1]$$

dimana, Q adalah debit fluida melalui media berpori ($\text{m}^3 \cdot \text{s}^{-1}$), k adalah permeabilitas media berpori (m^2), A adalah luas penampang media berpori (m^2), ΔP adalah perbedaan tekanan (Pa), μ adalah viskositas fluida ($\text{kg} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$), dan L adalah panjang media berpori pada perbedaan tekanan yang diambil (m). Persamaan 2.1 dapat juga dituliskan ke dalam persamaan Kozeny-Carman dengan membagi kedua ruas dengan luas penampang sebagai berikut:

$$q = v \cdot \phi = -\frac{k}{\mu} \nabla P \quad [2.2]$$

dimana, q adalah kecepatan Darcy (debit per unit area, $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$) atau kecepatan fluida sebelum melalui media berpori. Kecepatan Darcy sama dengan kecepatan fluida di dalam media berpori dikali dengan porositas (ϕ) media berpori (Holdich, 2002). Sedangkan ∇P nilai gradien tekanan ($\text{Pa} \cdot \text{m}^{-1}$).

Hukum Darcy masih berlaku apabila profil aliran pada media berpori berupa aliran laminar. Profil aliran pada media berpori dapat diketahui dengan menghitung bilangan Reynold (Re) (Zeng, 2006):

$$Re = \frac{\rho \cdot D_p \cdot v}{\mu} \quad [2.3]$$

dimana, Re adalah bilangan Reynold, ρ adalah massa jenis (rapat massa) fluida ($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$), D_p adalah diameter partikel pada media berpori (m), dan μ adalah viskositas fluida ($\text{kg} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$). Menurut Ergun (1952) nilai Re , pada media berpori, untuk profil aliran turbulen lebih dari 3, sedangkan profil aliran laminar bernilai dibawah 3.

Selain menghitung Re , untuk memodelkan media berpori pada perangkat lunak berbasis CFD perlu menghitung nilai

porositas, *viscous resistance* dan *inertial resistance*. Porositas adalah perbandingan fraksi volume kekosongan terhadap suatu medium (Aarnes, 2005). Menurut Mark Barton (2016) *viscous resistance* (α^{-1}) adalah energi yang hilang akibat adanya gesekan, dan *inertial resistance* (C_2) adalah energi yang hilang karena fluida harus melewati suatu hambatan. Porositas dapat dihitung menggunakan persamaan berikut (Roth, 2012):

$$\phi = \frac{\text{Pore Diamter} \cdot \text{Surface Area}}{\text{Pore Volume}} \quad [2.4]$$

Sedangkan nilai *viscous resistance* dan *inertial resistance* diperoleh dari persamaan Ergun (Ergun, 1952) berikut:

$$\Delta P = \frac{150 \mu v L}{D_p^2} \cdot \frac{(1-\phi)^2}{\phi^3} + \frac{1,75 L \rho v^2}{D_p} \cdot \frac{1-\phi}{\phi^3} \quad [2.5]$$

dengan v adalah kecepatan aliran fluida ($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$), dan L adalah panjang media berpori (m). Berikut adalah persamaan parabolik (Nowak, 2016) yang menunjukkan bahwa nilai ΔP merupakan fungsi dari persamaan kuadrat:

$$\Delta P = A v^2 + B v \quad [2.6]$$

dengan mensubsitusi Persamaan 2.4 ke Persamaan 2.5 diperoleh nilai koefisien persamaan kuadrat B dan A sebagai berikut:

$$B = \frac{150 \mu L}{D_p^2} \cdot \frac{(1-\phi)^2}{\phi^3} \quad [2.7]$$

$$A = \frac{1,75 L \rho}{D_p} \cdot \frac{1-\phi}{\phi^3} \quad [2.8]$$

sedangkan hubungan nilai *viscous resistance* dan *inertial resistance* terhadap nilai B dan A adalah sebagai berikut (Nowak, 2016):

$$\alpha^{-1} = \frac{B}{\mu \Delta x_i} \quad [2.9]$$

$$C_2 = \frac{2A}{\rho \Delta x_i} \quad [2.10]$$

pada ZnO- μ PAD nilai $\Delta x_i = L$, dengan mensubstitusi Persamaan 2.6 ke Persamaan 2.9 dan Persamaan 2.7 ke Persamaan 2.8 diperoleh nilai *viscous resistance* dan *inertial resistance* seperti berikut:

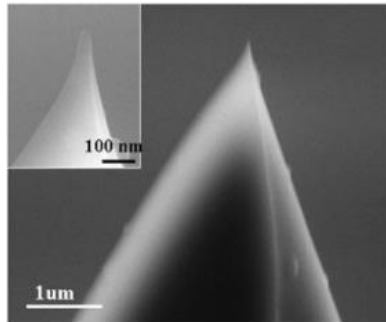
$$\alpha^{-1} = \frac{150}{D_p^2} \cdot \frac{(1-\phi)^2}{\phi^3} \quad [2.11]$$

$$C_2 = \frac{3,5}{D_p} \cdot \frac{1-\phi}{\phi^3} \quad [2.12]$$

2.4 Atomic Force Microscopy (AFM)

AFM adalah salah satu jenis *scanning probe microscopes* (SPM). SPM didesain untuk mengukur ketebalan, kekasaran, gesekan, dan sifat magnetik dari suatu sampel menggunakan pemindai (Mai, 2017). Untuk memperoleh citra tersebut SPM cukup memindai pada area kecil pada suatu sampel.

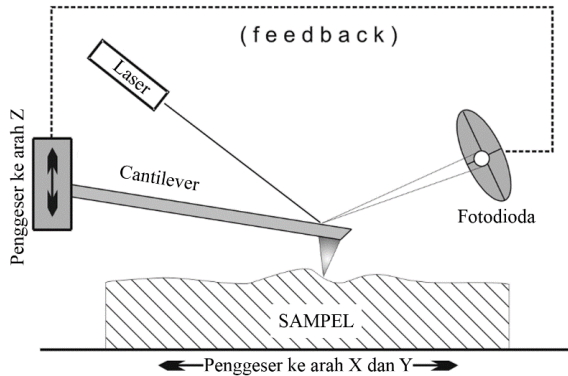
AFM bekerja dengan mengukur gaya antara pemindai dan sampel. Umumnya, pemindai berupa *tip* tajam berbentuk piramida berukuran 15-40 nm pada ujungnya (Mai, 2017) (Gambar 2.4).



Gambar 2.4 AFM *tip* (Mai, 2017).

Proses pemindaian pada AFM dibantu dengan 3 penggeser, yaitu: penggeser ke arah sumbu x (penggeser-X) dan ke arah sumbu y (penggeser-Y), serta penggeser ke arah sumbu z (penggeser-Z). Penggeser ke arah sumbu x dan y berfungsi untuk menggeser sampel, sedangkan penggeser ke arah sumbu z berfungsi untuk menyesuaikan ketinggian *cantilever* terhadap sampel.

Skema pemindaian permukaan sampel pada AFM dapat diamati pada Gambar 2.5. Gaya akibat kontak antara sampel dan *tip* menimbulkan bengkokan pada *cantilever*. Gaya yang timbul tergantung ketinggian sampel, sehingga bengkokan yang timbul akan berbeda tiap ketinggian sampel. Bengkokan yang terjadi pada *cantilever* akan membelokkan sinar laser pada fotodioda. Pembelokan ini akan memberikan sinyal *feedback* (umpan balik) ke penggeser-Z untuk menyesuaikan ketinggian *cantilever* terhadap sampel, sehingga *cantilever* kembali ke posisi normal. Sinyal *feedback* (umpan balik) dari fotodioda sekaligus menjadi hasil yang dibaca oleh komputer sebagai ketinggian/kekasaran dan citra permukaan sampel.



Gambar 2.5 Skema pemindaian permukaan pada AFM (Montanari, 2005).

Hasil uji AFM dapat digunakan untuk mengetahui sifat hidrofobik atau hidrofilik suatu permukaan. Umumnya untuk mengetahui sifat tersebut terlebih dahulu menghitung nilai RMS (*root-mean-square*) kekasaran (R_q) permukaan sampel yang dihitung menggunakan persamaan berikut (Gwyddion, 2017):

$$R_q = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N r_j^2} \quad [2.13]$$

dimana, r_j merupakan hasil pengurangan kekasaran pada suatu titik dikurangi dengan rata-rata kekasaran sampel ($r_j = z_j - \bar{z}$) dan N adalah jumlah titik yang diambil.

2.5 Computational Fluid Dynamics (CFD)

Computational Fluid Dynamics (CFD) merupakan ilmu yang digunakan untuk memprediksi aliran fluida, perpindahan massa dan panas, dan fenomena lain yang menggunakan persamaan matematika berdasarkan *finite element*. Pada CFD digunakan persamaan kekekalan massa, kekekalan energi, dan kekekalan

momentum untuk menghasilkan data prediksi yang dibutuhkan seperti tekanan, kecepatan, temperatur, dan vektor. Geometri yang disimulasikan akan dibagi menjadi bagian – bagian kecil yang disebut dengan volum atur (*control volume*). Di setiap volum atur ini akan dilakukan perhitungan matematis. Semakin banyak volum atur yang dibuat maka akan semakin banyak juga perhitungan yang dilakukan dan menyebabkan kerja komputer yang semakin berat. Dalam melakukan simulasi menggunakan CFD, terdapat tiga tahapan yang harus dilaksanakan yaitu:

a. Pra-pemrosesan

Pada tahap ini dilakukan pembentukan geometri yang akan disimulasikan dan pendefinisian kondisi batas. Proses setelah geometri yaitu *meshing*, *meshing* adalah proses pembagian geometri menjadi volum atur kecil yang menjadi tempat perhitungan matematis. Semakin banyak kontrol volume yang dibuat maka akan semakin halus pula hasil yang didapatkan.

b. Penyelesaian secara Komputasi

Pada tahap ini akan dihitung data – data yang sudah dimasukkan sebelumnya secara iterasi. Iterasi dilakukan hingga perhitungan konvergen dan memiliki galat (*error*) yang kecil.

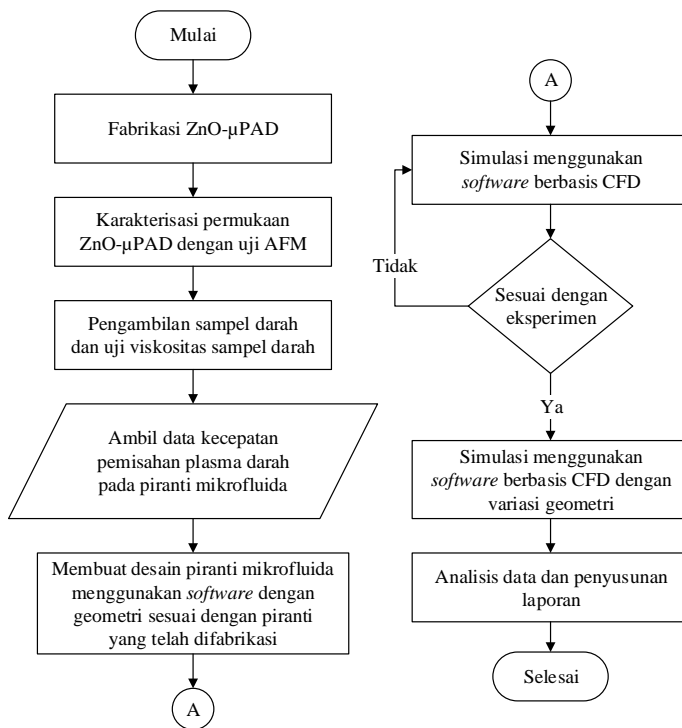
c. Pasca-pemrosesan

Tahap terakhir ini adalah tahap dimana data hasil perhitungan dapat dilihat dalam beberapa bentuk seperti grafik, gambar, dan animasi dengan pola warna tertentu.

BAB III

METODOLOGI PENELITIAN

Penelitian tugas akhir ini dilakukan secara eksperimental dan simulasi dengan urutan langkah penelitian seperti pada Gambar 3.1.



Gambar 3.1 Diagram alir penelitian

3.1 Fabrikasi ZnO-μPAD

Fabrikasi ZnO-μPAD disesuaikan dengan hasil penelitian pendahulu (Yuwono dkk, 2016). Desain mikrofluida dicetak pada kertas filter Whatman No.1 dan dilapisi dengan larutan koloid ZnO

Nilai porositas (ϕ) dihitung menggunakan Persamaan 2.4 seperti berikut:

$$\phi = \frac{3,3 \times 10^{-9} \text{ m} \cdot 30,7 \text{ m}^2 \cdot \text{gr}^{-1}}{0,134 \times 10^{-6} \text{ m}^3 \cdot \text{gr}^{-1}} = 0,75$$

3.2 Karakterisasi Permukaan ZnO- μ PAD

Karakterisasi permukaan ZnO- μ PAD dilakukan dengan uji *Atomic Force Microscopy* (AFM). Karakterisasi permukaan ini ditujukan untuk mengetahui sifat hidrofobik atau hidrofilik pada permukaan ZnO- μ PAD seperti yang telah dijelaskan pada subbab 2.4.

Untuk mempermudah analisa hasil citra AFM digunakan perangkat lunak Gwyddion. Perangkat lunak Gwyddion mempermudah dalam menghitung nilai R_q untuk mengetahui sifat permukaan ZnO- μ PAD. Pada perhitungan manual nilai kekasaran diambil per titik secara manual, sehingga hasil yang diperoleh tidak akurat, kemudian nilai R_q dihitung menggunakan Persamaan 2.13.

3.3 Sampel Darah

Pengambilan sampel darah dilakukan untuk uji ZnO- μ PAD secara eksperimental. Sampel darah yang diambil sebanyak empat sampel. Kemudian dari sampel darah tersebut diuji nilai viskositas plasma darah. Nilai viskositas plasma darah diperoleh berdasarkan uji laboratorium (Tabel 3.2). Sedangkan nilai massa jenis plasma darah diperoleh berdasarkan referensi sebesar $1025 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$ (Benson, 1999). Nilai viskositas plasma darah diperoleh berdasarkan uji laboratorium, dengan nilai rata-rata sebesar $0,00165 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$. Kemudian nilai viskositas plasma digunakan untuk mendefinisikan fluida yang digunakan pada saat simulasi.

Tabel 3.2 Hasil Uji Viskositas

Nama Sampel Darah	Viskositas ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$)
A (Pria)	0.0016
B (Pria)	0.0017
C (Wanita)	0.0018
D (Wanita)	0.0015

Selanjutnya sampel darah digunakan untuk uji waktu pemisahan plasma darah pada peranti ZnO- μ PAD sebanyak tiga kali. Sehingga diperoleh nilai kecepatan awal sebagai kondisi batas pada saat simulasi, serta kecepatan di setiap jarak 0,5 mm yang digunakan untuk validasi.

3.4 Kecepatan Pemisahan Plasma Darah

Kecepatan pemisahan plasma darah diamati dengan cara merekam proses pemisahan menggunakan kamera. Pengamatan menggunakan kamera mempermudah pengamatan gerak fluida pada piranti ZnO- μ PAD, sehingga penentuan waktu dan jarak pergerakan menjadi mudah.

Alat pendukung yang digunakan pada tahapan ini berupa kertas millimeter blok dan *stopwatch*. Kertas millimeter blok digunakan untuk membantu mengamati perpindahan fluida. Sedangkan, *stopwatch* digunakan untuk mengetahui waktu yang dibutuhkan plasma darah untuk berpindah di setiap jarak 0,5 mm.

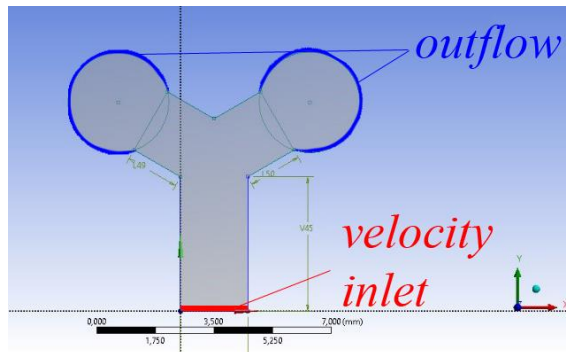
Pengukuran waktu tiap jarak 0,5 mm digunakan untuk mengetahui kecepatan plasma darah di setiap jarak 0,5 mm. Waktu ini dihitung saat plasma darah terpisah dengan sel darah merah pada zona pemisah hingga plasma darah mencapai zona penampung. Sedangkan, pengukuran waktu pemisahan plasma darah dengan sel darah merah dihitung saat darah ditetaskan pada zona pemisah hingga plasma darah mencapai zona penampung.

3.5 Simulasi CFD

Pada simulasi CFD ini terbagi menjadi tiga tahapan yaitu; pra-pemrosesan, penyelesaian secara komputasi, dan pasca-pemrosesan. Pada penelitian ini dilakukan tahapan simulasi pada keadaan tunak (*steady*). Pada tahapan pra-pemrosesan dilakukan pembuatan geometri peranti ZnO- μ PAD sesuai dengan penelitian yang dilakukan oleh Yuwono dkk (2016) sebagai validasi. Kemudian dilakukan pembuatan variasi geometri (sejumlah 20) berupa variasi panjang leher dan lebar kanal dengan variasi seperti pada Tabel 3.3.

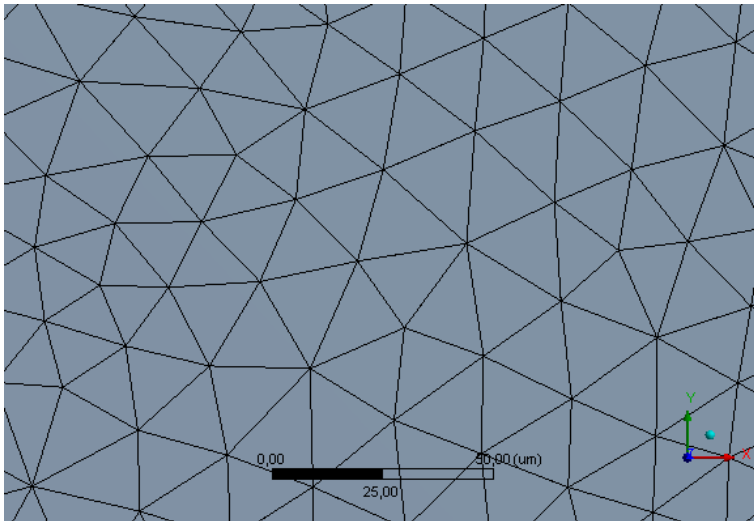
Tabel 3.3 Variasi Geometri Peranti ZnO- μ PAD dalam Satuan mm

Lebar Panjang leher	0.5	1	1.5	2
1	0.5 dan 1	1 dan 1	1.5 dan 1	2 dan 1
2	0.5 dan 2	1 dan 2	1.5 dan 2	2 dan 2
3	0.5 dan 3	1 dan 3	1.5 dan 3	2 dan 3
4	0.5 dan 4	1 dan 4	1.5 dan 4	2 dan 4
5	0.5 dan 5	1 dan 5	1.5 dan 5	2 dan 5



Gambar 3.3 Pembuatan geometri serta pendefinisian kondisi batas pada tahap pra-pemrosesan.

Geometri yang telah dibuat (sebagaimana ditunjukkan pada Gambar 3.3, kemudian didiskritisasi pada tahapan *meshing* untuk membagi objek menjadi bagian-bagian kecil. *Mesh* pada penelitian ini digunakan metode *all triangles* dan ukuran elemen sebesar 20 μm . Metode *all triangles* dipilih karena geometri berupa objek 2D dan memiliki bentuk berupa lingkaran. Hasil *meshing* ditunjukkan pada Gambar 3.4 dengan nilai *skewness* sebesar 0.31. Nilai *skewness* dapat digunakan sebagai acuan untuk melihat kualitas *meshing* (Gambar 3.5). Dengan demikian, kualitas *meshing* pada penelitian ini dapat dikategorikan sangat baik.



Gambar 3.4 Pratinjau hasil *meshing*.

Excellent	Very good	Good	Acceptable	Bad	Unacceptable
0-0.25	0.25-0.50	0.50-0.80	0.80-0.94	0.95-0.97	0.98-1.00

Gambar 3.5 Nilai kualitas *meshing* berdasarkan *skewness* (ANSYS UK Ltd., 2009).

Ukuran elemen 20 μm telah mencapai kondisi *grid independent* karena nilai *skewness* tidak mengalami perubahan yang signifikan saat ukuran elemen diperkecil.

Setelah dilakukan proses *meshing* kemudian dilakukan pendefinisian kondisi batas dan sifat-sifat fluida yang digunakan. Penelitian ini dilakukan dengan *viscous* model laminar, sesuai dengan profil aliran pada peranti ZnO- μPAD yang diestimasi secara eksperimental dengan menggunakan Persamaan 2.3.

$$\text{Re} = \frac{1025 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3} \cdot 300 \times 10^{-9} \text{ m} \cdot 8,3043 \times 10^{-5} \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}}{0,0016 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}}$$

$$\text{Re} = 1,6 \times 10^{-5}$$

Fluida yang digunakan pada penelitian ini berupa plasma darah, dengan viskositas sesuai dengan hasil uji laboratorium. Pada bagian *cell zone conditions* berupa *porous zone* karena peranti ZnO- μPAD berupa media berpori. Input yang dimasukkan berupa porositas peranti ZnO- μPAD , nilai *viscous resistance*, dan *inertial resistance* yang dihitung menggunakan Persamaan 2.11 dan 2.12.

$$\alpha^{-1} = \frac{150}{(300 \times 10^{-9})^2} \cdot \frac{(1 - 0,75)^2}{0,75^3} = 2,47 \times 10^{14} \text{ m}^{-2}$$

$$C_2 = \frac{3,5}{300 \times 10^{-9}} \cdot \frac{1 - 0,75}{0,75^3} = 6913580,25 \text{ m}^{-1}$$

Setelah dilakukan masukkan kondisi batas (kecepatan, *velocity inlet*) dan sifat-sifat fluida kemudian dilakukan tahapan penyelesaian secara komputasi untuk menghitung kondisi-kondisi yang diterapkan pada saat pra-pemrosesan. Tahap penyelesaian numerik yang pertama dilakukan pada geometri yang sesuai dengan penelitian Yuwono dkk (2016) sebagai validasi. Apabila

deviasi antara simulasi dengan eksperimen bernilai tidak lebih dari 10%, kemudian dilakukan tahap penyelesaian secara komputasi dengan variasi geometri yang telah ditentukan. Selanjutnya dilakukan tahap pasca-pemrosesan untuk menginterpretasi data hasil simulasi CFD berupa kurva kecepatan terhadap posisi.

3.6 Analisis Data

Analisis data dilakukan pada hasil yang diperoleh secara eksperimen dan simulasi. Analisis data dilakukan untuk mengetahui pengaruh variasi panjang leher terhadap kecepatan separasi plasma darah, pengaruh variasi lebar terhadap kecepatan separasi plasma darah, serta untuk memperoleh geometri optimal peranti ZnO- μ PAD.

BAB IV ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN

4.1 Uji Kecepatan Plasma Darah Secara Eksperimental

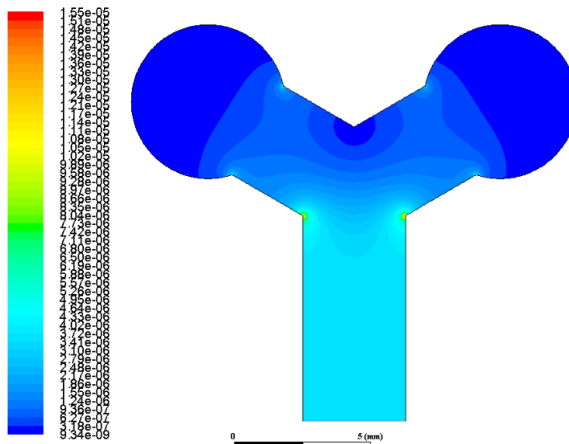
Waktu separasi sampel darah diuji pada peranti ZnO- μ PAD yang telah difabrikasi dan diperoleh hasil rata-rata kecepatan plasma darah dari empat sampel serta standar deviasinya yang ditunjukkan pada Tabel 4.1.

Hasil yang diperoleh pada Tabel 4.1 meliputi kecepatan awal dan kecepatan di setiap jarak 0,5 mm. Kecepatan awal diperoleh sebesar $8,3 \times 10^{-5} \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ dan nilai ini digunakan untuk menghitung nilai bilangan Reynold (Re) sebagai nilai inisiasi kondisi batas pada simulasi.

Tabel 4.1 Hasil Rata-Rata Uji Kecepatan

Posisi (mm)	Waktu (s)	Kecepatan ($10^{-5} \cdot \text{m} \cdot \text{s}^{-1}$)	Standar Deviasi (10^{-6})
0	0	8,3	2,29
0,5	6,09	8,2	1,85
1	12,47	7,9	4,87
1,5	18,99	7,7	5,75
2	25,59	7,6	4,98
2,5	32,33	7,4	4,87
3	39,13	7,4	4,41
3,5	45,97	7,3	4,49
4	52,86	7,3	4,52
4,5	61,93	5,5	2,98
5	73,85	4,2	2,29
5,5	93,09	2,7	7,85
6	114,43	2,4	5,42
6,5	137,49	2,2	3,21
7	162,14	2	2
7,5	194,13	1,6	1,59

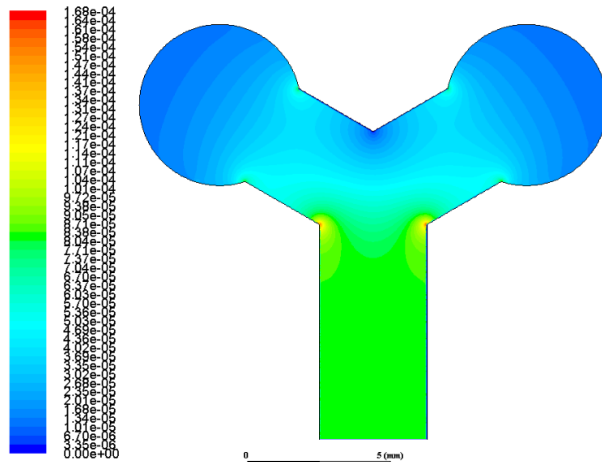
Plasma darah mulai terpisah dengan sel darah merah setelah melalui zona pemisahan dengan kecepatan awal $0.083 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$. Pada posisi 4 mm menuju 4,5 mm kecepatan plasma darah mengalami penurunan signifikan, hal ini terjadi karena plasma darah melalui area percabangan. Pada area percabangan terjadi penurunan kecepatan dikarenakan pada area ini mulai terjadi perubahan luas penampang. Pada posisi 0 – 4 mm tidak terjadi perubahan luas penampang sehingga nilai ΔP pada tiap posisi pada rentang tersebut tidak terjadi perubahan. Sedangkan pada posisi 4 mm – 4,5 mm terjadi perubahan luas penampang sehingga nilai ΔP mengalami perubahan dari nilai ΔP pada posisi 0 – 4 mm. Sesuai dengan Hukum Darcy dan Hukum Kozeny-Carman, dimana nilai ΔP berbanding terbalik dengan nilai luas penampang. Semakin besar luas penampang maka nilai ΔP semakin kecil. Sedangkan nilai ΔP pada area percabangan semakin kecil, maka nilai kecepatan yang melalui area tersebut akan semakin kecil (Yang dkk, 2006).



Gambar 4.1 Kontur tekanan pada ZnO- μ PAD dalam simulasi CFD

Hal serupa ditunjukkan dengan kontur tekanan hasil simulasi pada Gambar 4.1 yang menunjukkan bahwa terjadi perubahan tekanan pada area percabangan. Perubahan tekanan pada Gambar 4.1 dimulai saat fluida melalui area percabangan, ditandai dengan perubahan warna dari biru muda ke biru tua ($\sim 5 \times 10^{-6}$ Pa menjadi $\sim 2 \times 10^{-6}$ Pa).

Perubahan tekanan ini yang menyebabkan penurunan kecepatan seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.2 dimana kecepatan turun saat fluida melalui area percabangan. Penurunan kecepatan ditandai dengan perubahan warna dari warna hijau pada bagian leher menjadi warna biru muda saat memasuki area percabangan. Penurunan kecepatan cukup signifikan dari $\sim 7 \times 10^{-5} \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ menjadi $\sim 4 \times 10^{-5} \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$.

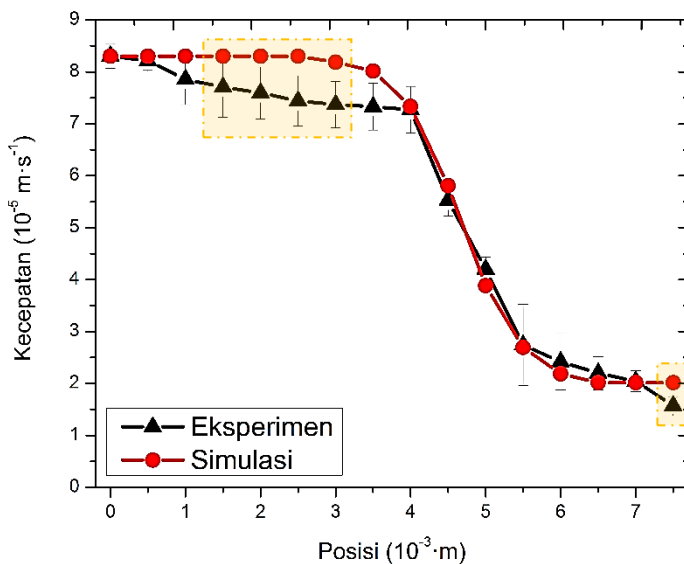


Gambar 4.2 Kontur kecepatan pada ZnO- μ PAD dalam simulasi CFD

4.2 Perbandingan Hasil Simulasi dan Eksperimen

Hasil perbandingan simulasi dan eksperimen ditunjukkan pada Gambar 4.3. Kurva berwarna hitam adalah hasil eksperimen dengan garis vertikal berupa standar deviasi kecepatan pada tiap posisi yang telah ditunjukkan pada Tabel 4.1.

Hasil perbandingan simulasi dan eksperimen memiliki deviasi rata-rata sebesar 7,39 %. Pada posisi tertentu (2,5 mm; 3 mm; 3,5 mm; dan 7,5 mm) terdapat deviasi yang cukup besar yang ditunjukkan dengan hasil simulasi (merah) keluar dari standar deviasi eksperimen (garis vertikal hitam).



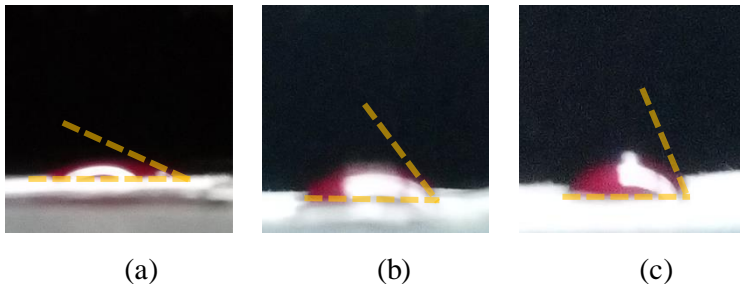
Gambar 4.3 Kecepatan separasi plasma hasil simulasi dan eksperimen.

Deviasi yang cukup besar tersebut dapat dikarenakan ketebalan lapisan ZnO nanoSPs yang berbeda-beda pada setiap posisi. Untuk membuktikan alasan ini, dilakukan uji sudut kontak

dengan variasi jumlah lapisan ZnO nanoSPs pada kertas filter Whatman No.1. Hasil uji sudut kontak ditunjukkan Tabel 4.2 dan Gambar 4.4.

Tabel 4.2 Hasil Uji Sudut Kontak

Jumlah Lapisan ZnO nanoSPs	Sudut Kontak (θ)
1	21
2	68
3	80



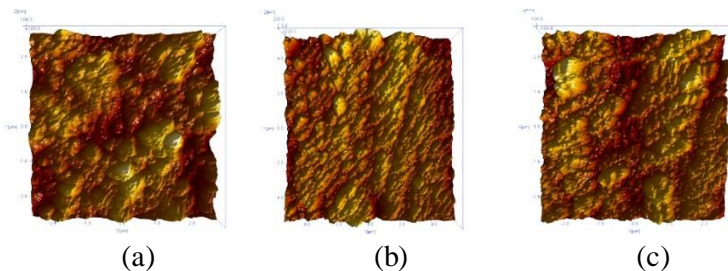
Gambar 4.4 Uji sudut kontak pada lapisan ZnO nanoSPs pada kertas filter Whatman No.1, (a) 1 lapis, (b) 2 lapis, (c) 3 lapis.

Berdasarkan hasil uji sudut kontak, diketahui bahwa semakin tebal lapisan ZnO maka semakin besar sudut kontak tetesan darah. Hasil pengamatan juga mengindikasikan bahwa semakin besar sudut kontak maka kecepatan fluida mengalir melalui media berpori akan semakin lambat. Hal ini sesuai dengan pernyataan Cao (2015) yang menyatakan bahwa nilai $\cos \theta$ sebanding dengan kecepatan fluida (v) yang melaluinya.

Selain itu, pengaruh lapisan terhadap sudut kontak dapat ditunjukkan dengan hasil uji AFM pada permukaan ZnO- μ PAD (Gambar 4.5). Jumlah lapisan akan mempengaruhi nilai kekasaran permukaan. Semakin besar nilai kekasaran, maka permukaan

tersebut semakin bersifat hidrofobik yang diindikasikan dengan sudut kontak fluida terhadap medium tersebut semakin besar (Cao, 2015).

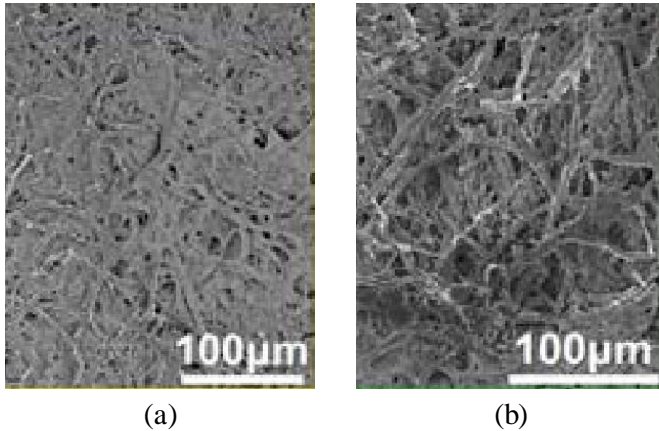
Hasil AFM pada permukaan ZnO- μ PAD memiliki nilai R_q pada zona penampung, leher, dan zona pemisah masing-masing sebesar $93,77 \pm 25,55$ nm; $132,8 \pm 28,2$ nm; $75,22 \pm 7,876$ nm. Nilai ini jauh lebih besar dibandingkan nilai R_q permukaan hidrofobik (15,1 nm) pada penelitian yang dilakukan oleh Cao (2015), sehingga aliran fluida yang melalui ZnO- μ PAD memiliki kecepatan aliran yang pelan (dalam orde 10^{-5}) karena fluida sulit menembus permukaan hidrofobik. Selain itu nilai R_q yang berbeda di setiap titik menunjukkan bahwa lapisan ZnO nanoSPs pada ZnO- μ PAD tidak merata.



Gambar 4.5 Topografi permukaan ZnO- μ PAD berdasarkan pemindaian AFM, pada (a) zona penampung, (b) leher, (c) zona pemisah.

Dengan demikian, dapat disimpulkan bahwa deviasi pada posisi 2,5 mm; 3 mm; 3,5 mm; dan 7,5 mm disebabkan karena lapisan ZnO nanoSPs pada posisi tersebut lebih tebal jika dibandingkan dengan posisi yang lain. Hal ini berimplikasi dengan kecepatan plasma darah pada posisi tersebut yang memiliki deviasi yang besar dan cenderung memiliki kecepatan yang lebih rendah. Ketebalan ZnO nanoSPs yang berbeda diakibatkan permukaan

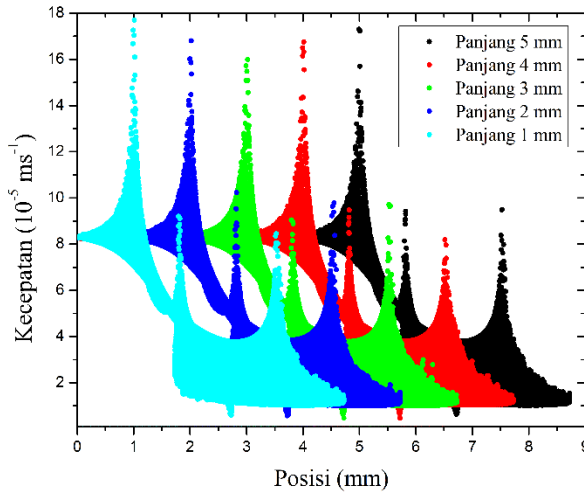
kertas Whatman No.1 yang tidak rata. Permukaan kertas Whatman No.1 yang tidak rata ditunjukkan pada Gambar 4.6 (Thuo dkk, 2014). Pada Gambar 4.6a memiliki kekasaran $\sim 22 \mu\text{m}$, sedangkan Gambar 4.6b memiliki kekasaran $\sim 73 \mu\text{m}$ (Thuo dkk, 2014).



Gambar 4.6 Hasil *Scanning Electron Microscopy* kertas Whatman No.1. pada (a) jauh dari kanal, (b) di dekat kanal (Thuo dkk, 2014).

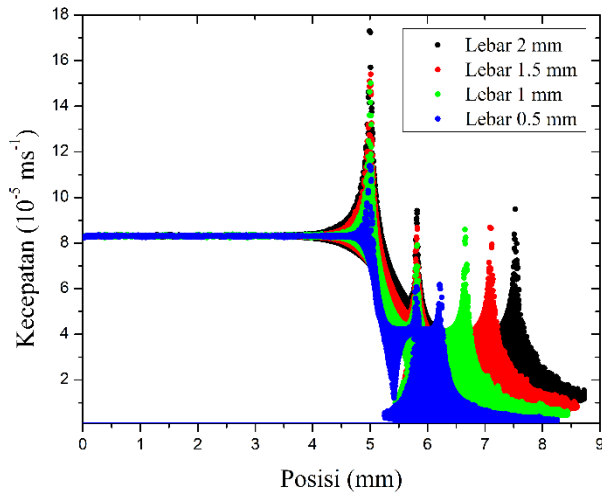
4.3 Variasi Geometri Simulasi Aliran Plasma Darah

Hasil dari simulasi untuk variasi geometri disajikan dalam bentuk grafik kecepatan terhadap posisi. Grafik tersebut ditunjukkan pada Gambar 4.7, Gambar 4.8, Gambar 4.9 Gambar 4.10 dan Gambar 4.11, dan Gambar 4.12.

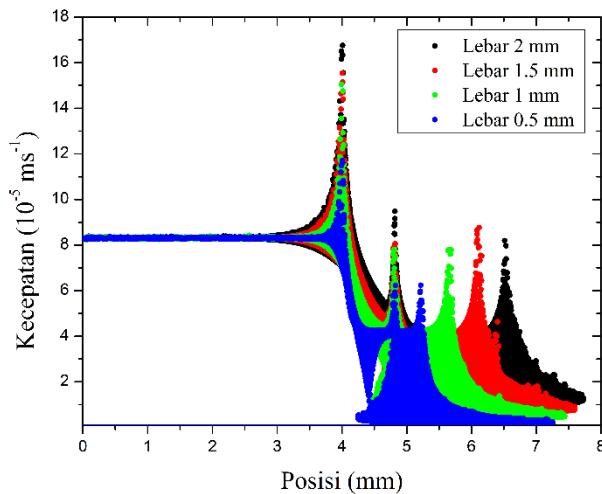


Gambar 4.7 Grafik kecepatan terhadap posisi pada lebar kanal 2 mm

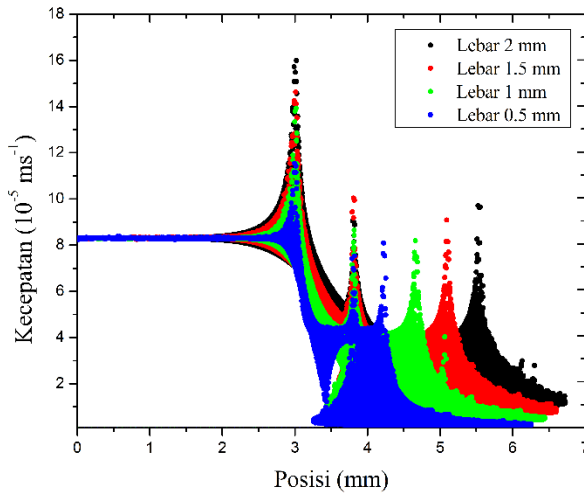
Pada panjang leher 5 mm kecepatan plasma darah mengalami penurunan kecepatan secara signifikan mulai pada posisi 5 mm ke posisi 5,5 mm seperti pada Gambar 4.7. Hal ini dikarenakan plasma darah melalui area percabangan. Pada panjang leher yang lain (4 mm, 3 mm, 2 mm, dan 1 mm), penurunan kecepatan secara signifikan terjadi pada posisi yang lebih pendek. Pada panjang leher 4 mm terjadi penurunan kecepatan secara signifikan pada posisi 4 mm ke 4,5 mm, pada panjang leher 3 mm terjadi penurunan kecepatan secara signifikan pada posisi 3 mm ke 3,5 mm, pada panjang leher 2 mm terjadi penurunan kecepatan secara signifikan pada posisi 2 mm ke 2,5 mm, sedangkan pada panjang 1 mm terjadi penurunan kecepatan secara signifikan pada posisi 1 mm ke 1,5 mm.



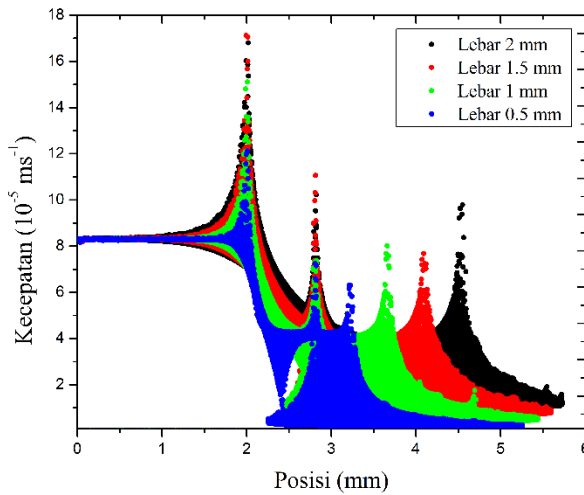
Gambar 4.8 Grafik kecepatan terhadap posisi pada panjang leher 5 mm



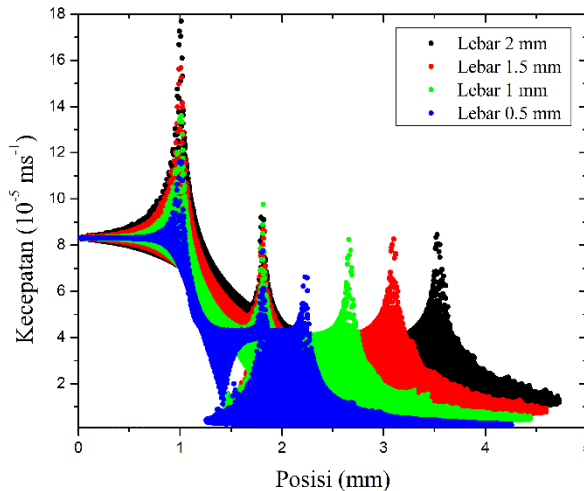
Gambar 4.9 Grafik kecepatan terhadap posisi pada panjang leher 4 mm



Gambar 4.10 Grafik kecepatan terhadap posisi pada panjang leher 3 mm



Gambar 4.11 Grafik kecepatan terhadap posisi pada panjang leher 2 mm



Gambar 4.12 Grafik kecepatan terhadap posisi pada panjang leher 1 mm

Sedangkan, semakin kecil lebar kanal maka kecepatan aliran akan semakin rendah. Hal ini sesuai dengan Hukum Darcy dimana luas penampang berbanding terbalik dengan nilai ΔP . Sehingga semakin kecil nilai ΔP maka nilai kecepatan fluida dalam media berpori akan semakin kecil sesuai dengan persamaan Kozeny-Carman, hal ini dapat diamati pada Gambar 4.8, Gambar 4.9, Gambar 4.10, Gambar 4.11, dan Gambar 4.12. Profil grafik pada Gambar 4.8, Gambar 4.9, Gambar 4.10, Gambar 4.11, dan Gambar 4.12 memiliki profil yang sama, dimana kurva warna biru (lebar 0,5 mm) memiliki profil kecepatan yang lebih rendah, diikuti warna hijau (lebar 1 mm), warna merah (lebar 1,5 mm), kemudian warna hitam (lebar 2 mm).

4.4 Pemisahan Plasma Darah dan Sel Darah Merah

Pengujian pemisahan plasma darah diperoleh waktu pemisahan plasma darah dan hasil pemisahan plasma darah dengan

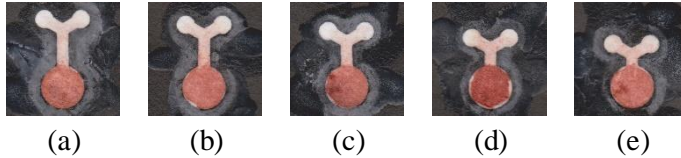
sel darah merah. Waktu pemisahan plasma darah ditunjukkan pada Tabel 4.3.

Tabel 4.3 Waktu Pemisahan Plasma Darah

Panjang Leher (mm)	Lebar Kanal (mm)	Waktu (s)
5	2	202,86
	1,5	254,8
	1	357,62
	0,5	847,26
4	2	186,5
	1,5	256,5
	1	397,1
	0,5	730,7
3	2	185,45
	1,5	251,1
	1	381,5
	0,5	845,7
2	2	177,5
	1,5	229,8
	1	341,5
	0,5	751,9
1	2	161,3
	1,5	213,7
	1	351,5
	0,5	785,4

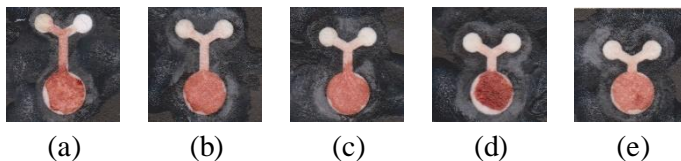
Waktu pemisahan plasma darah terjadi lebih cepat pada kanal yang lebar. Hal ini sesuai dengan hasil simulasi, dimana semakin lebar kanal maka kecepatan plasma darah yang mengalir pada ZnO- μ PAD akan semakin cepat. Namun semakin lebar kanal maka volume darah yang dibutuhkan akan semakin besar, sedangkan volume darah yang besar akan menimbulkan kegagalan proses pemisahan plasma darah dengan sel darah merah, hal ini ditunjukkan pada hasil pemisahan plasma darah secara eksperimental pada Gambar 4.13, Gambar 4.14, Gambar, Gambar

4.15, dan Gambar 4.16. Penelitian yang dilakukan oleh Songjaroen dkk (2012) juga menunjukkan hal serupa, dimana volume darah yang besar menimbulkan kegagalan proses pemisahan plasma darah. Kegagalan pemisahan plasma darah karena sebagian sel darah merah mengalir pada permukaan peranti μ PAD.



Gambar 4.13 Pemisahan plasma darah pada lebar kanal 2 mm dengan panjang leher kanal (a) 5 mm, (b) 4 mm, (c) 3 mm, (d) 2 mm, (e) 1 mm.

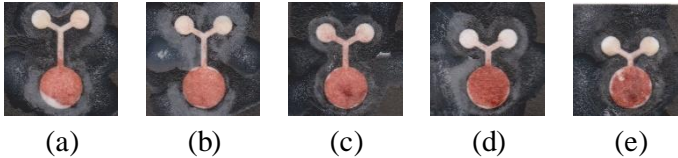
Leher, cabang, dan zona penampung dengan variasi lebar kanal 2 mm (Gambar 4.13) masih terdapat sedikit sel darah merah yang ditunjukkan dengan adanya sedikit warna merah pada area tersebut. Hal ini menunjukkan bahwa plasma darah tidak terpisah sempurna. Plasma darah terpisah sempurna apabila tidak sel darah merah hanya didapati pada zona pemisah. Sel darah merah yang terkandung pada zona penampung akan mengganggu proses pengukuran analitis.



Gambar 4.14 Pemisahan plasma darah pada lebar kanal 1,5 mm dengan panjang leher kanal (a) 5 mm, (b) 4 mm, (c) 3 mm, (d) 2 mm, (e) 1 mm.

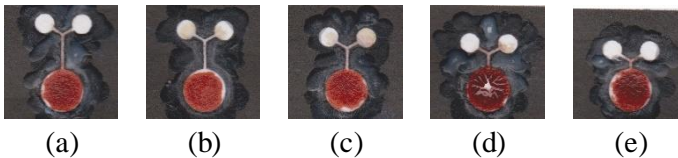
Pemisahan plasma darah yang tidak sempurna juga ditunjukkan pada variasi lebar kanal 1,5 mm (Gambar 4.14).

Terdapat sel darah merah pada leher, cabang, dan zona penampung ZnO- μ PAD dengan variasi lebar kanal 1,5 mm.



Gambar 4.15 Pemisahan plasma darah pada lebar kanal 1 mm dengan panjang leher kanal (a) 5 mm, (b) 4 mm, (c) 3 mm, (d) 2 mm, (e) 1 mm.

Hal serupa juga terjadi pada variasi lebar kanal 1 mm (Gambar 4.15), dimana masih terdapat sel darah merah pada leher, cabang, dan zona penampung ZnO- μ PAD.



Gambar 4.16 Pemisahan plasma darah pada lebar kanal 0,5 mm dengan panjang leher kanal (a) 5 mm, (b) 4 mm, (c) 3 mm, (d) 2 mm, (e) 1 mm.

Sedangkan pada variasi lebar kanal 0,5 mm dengan panjang leher kanal 5 mm dan 4 mm (Gambar 4.16 a,b) tidak terdapat sel darah merah pada zona penampung, meskipun masih terdapat sel darah merah pada leher dan cabang. Pada variasi lebar kanal dengan panjang leher kanal 3 mm, 2 mm, dan 1 mm (Gambar 4.16 c,d,e) masih terdapat sel darah merah pada zona penampung, hal ini disebabkan karena leher kanal yang terlalu pendek.

Jika melihat hasil simulasi dan eksperimen, maka geometri optimal pada variasi panjang leher kanal 4 mm dengan lebar kanal

0,5 mm. Pada variasi ini waktu yang dibutuhkan peranti ZnO- μ PAD untuk memisahkan plasma darah dan sel darah merah selama 730,7 detik (s). Hasil ini jauh lebih lama dibandingkan dengan LF1- μ PAD yang dapat memisahkan plasma darah dan sel darah merah selama 256 detik (Songjaroen dkk, 2012). ZnO- μ PAD masih berpotensi lebih baik dibandingkan LF1- μ PAD, hal ini dapat diamati pada waktu pemisahan plasma darah oleh ZnO- μ PAD yang berpotensi mencapai 161,3 detik pada variasi panjang leher kanal 1 mm dan lebar kanal 2 mm. Namun diperlukan penelitian lebih lanjut mengenai variasi volume darah terhadap pemisahan plasma darah pada ZnO- μ PAD.

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Adapun kesimpulan yang diperoleh dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

- a. Simulasi variasi panjang leher kanal pada piranti ZnO- μ PAD mempengaruhi posisi penurunan kecepatan plasma darah yang mengalir pada peranti ZnO- μ PAD, sehingga waktu yang dibutuhkan plasma darah untuk mencapai zona penampung lebih cepat.
- b. Semakin kecil lebar kanal maka kecepatan plasma darah akan semakin rendah saat mengalir pada peranti ZnO- μ PAD.
- c. Diperoleh geometri optimum pada variasi panjang leher kanal 4 mm dengan lebar kanal 0,5 mm.
- d. ZnO- μ PAD dengan variasi panjang leher kanal 4 mm dengan lebar kanal 0,5 mm membutuhkan waktu 730,7 detik.

5.2 Saran

Adapun saran untuk penelitian ini adalah sebagai berikut:

- a. Sebaiknya proses pengamatan kecepatan plasma darah pada eksperimen menggunakan alat yang dapat mengamati secara mikroskopis, agar diperoleh nilai kecepatan yang lebih akurat.
- b. Sebelum membuat peranti ZnO- μ PAD, dilakukan terlebih dahulu uji ketebalan lapisan ZnO nanoSPs, agar di setiap posisi memiliki ketebalan lapisan yang sama.
- c. Pada penelitian kedepan agar dapat dilakukan penelitian mengenai ketebalan lapisan ZnO nanoSPs yang optimum untuk peranti ZnO- μ PAD.

- d. Dilakukan penelitian mengenai variasi volume darah terhadap pemisahan plasma darah pada ZnO- μ PAD.

DAFTAR PUSTAKA

- Aarnes, J.E., Gimse, T. and Lie, K.A., 2007. An introduction to the numerics of flow in porous media using Matlab. In *Geometric modelling, numerical simulation, and optimization* (pp. 265-306). Springer Berlin Heidelberg.
- ANSYS UK Ltd., .2009. Introduction to FLUENT Release 12 Training Manual. 2nd Edition. ANSYS INC. Sheffield.
- Barton, M. 2016. What is inertial resistance?. Quora. dilihat 10 Maret 2017. <https://www.quora.com/What-is-inertial-resistance>.
- Barui, A. K., Veeriah, V., Mukherjee, S., Manna, J., Patel, A. K., Patra, S., Pal, K., Murali, S., Rana, R. K., Chatterjee, S., Patra, C. R.. 2014. Zinc oxide nanoflowers make new blood vessels. *Nanoscale* 4: 7861 – 7869.
- Benson, K., 1999. MCAT review. Emory University.
- Cao, H., Amador, C., Jia, X. and Ding, Y., 2015. Capillary Dynamics of Water/Ethanol Mixtures. *Industrial & Engineering Chemistry Research*, 54(48), pp.12196-12203.
- Carvalho, R. F., Kfoury, M. S., Piazzetta, M. H. O., Gobbi, A. L., Kubota, L. T.. 2010. Electrochemical Detection in a Paper-Based Separation Device. *Analytical Chemistry* 82: 1162 – 1165.
- Darcy, H., 1856. Les fontaines publiques de la ville de Dijon: exposition et application... Victor Dalmont.
- Dungchai, W., Chailapakul, O., Henry, C. S.. 2009. Electrochemical Detection for Paper-based Microfluidics. *Analytical Chemistry* 81: 5821 – 5826.

- Ergun, S., 1952. Fluid flow through packed columns. *Chem. Eng. Prog.*, 48, pp.89-94.
- Holdich, R.G., 2002. Fundamentals of particle technology. Midland Information Technology and Publishing.
- Gwyddion. 2017. One-Dimensional Roughness Parameters. dilihat 16 Juni 2017. <http://gwyddion.net/documentation/user-guide-en/roughness-iso.html>.
- Lee, J.-J., Jeong, K. J., Hashimoto, M., Kwon, A. H., Rwei, A., Shankarappa, S. A., Tsui, J. H., Kohanes, D. S.. 2014. Synthetic Ligand-Coated Magnetic Nanoparticles for Microfluidic Bacterial Separation from Blood. *Nano Letter* 14: 1 – 5.
- Li, X., Tian, J., Garnier G., Shen, W.. 2010. Fabrication of paper-based microfluidic sensors by printing. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces* 76: 564 – 570.
- Li, X., Ballerini, D. R., Shen, W.. 2012. A perspective on paper-based microfluidics: Current status and future trends. *Biomicrofluidics* 6: 01130-1 - 01130-13.
- Li, X., Zhao, C., Liu, X.. 2015. A paper-based microfluidic biosensor integrating zinc oxide nanowires for electrochemical glucose detection. *Microsystems & Nanoengineering* 1: 15014.
- Mai, Wenjie. 2017. Fundamental Theory of Atomic Force Microscopy. dilihat 10 Juni 2017. <http://www.nanoscience.gatech.edu/zwang/research/afm.html>.
- Martinez, A. W., Phillips, S. T., Whitesides, G. M.. 2008. Three-dimensional microfluidic devices fabricated in layered paper

- and tape. Proceedings of the National Academy of Sciences 105: 19606 – 19611.
- Martinez, A. W., Phillips, S. T., Whitesides G. M., Carrilho, E.. 2010. Diagnostics for the developing world: Microfluidic paper-based analytical devices. *Analytical Chemistry* 82: 3–10.
- Montanari, S., 2005. Fabrication and characterization of planar Gunn diodes for Monolithic Microwave Integrated Circuits.
- Nowak, R., 2016. Estimation of Viscous and Inertial Resistance Coefficients for Various Heat Sink Configurations. *Procedia Engineering*, 157, pp.122-130.
- Roth, K. 2012. Fluids in Porous Media. Soil Physics Lecture Notes. Ruprecht-Karls-Universitat-Heidelberg. dilihat 7 Februari 2017. http://www.iup.uni-heidelberg.de/institut/forschung/groups/ts/soil_physics/students/lecture_notes05.
- Songjaroen, T., Dungchai, W., Chailapakul, O., Henry, C.S., Laiwattanapaisal, W.. 2012. Blood separation on microfluidic paper-based analytical devices. *Lab on a chip* 12(18): 3392-3398.
- Syukron, A., Wahyuono, R.A., Sawitri, D. and Risanti, D.D., 2014. The Effect of Paste Preparation and Annealing Temperature of ZnO Photoelectrode to Dye-Sensitized Solar Cells (DSSC) Performance. In *Advanced Materials Research* (Vol. 896, pp. 183-186). Trans Tech Publications.
- Su, B.L., Sanchez, C. and Yang, X.Y. eds., 2012. Hierarchically structured porous materials: from nanoscience to catalysis, separation, optics, energy, and life science. John Wiley & Sons.

- Thuo, M.M., Martinez, R.V., Lan, W.J., Liu, X., Barber, J., Atkinson, M.B., Bandarage, D., Bloch, J.F. and Whitesides, G.M., 2014. Fabrication of low-cost paper-based microfluidic devices by embossing or cut-and-stack methods. *Chemistry of Materials*, 26(14), pp.4230-4237.
- Tuakia, Firman, 2008, *Dasar-dasar CFD menggunakan Fluent*, Informatika, Bandung.
- Wahyuono, R.A., Hermann-Westendorf, F., Dellith, A., Schmidt, C., Dellith, J., Plentz, J., Schulz, M., Presselt, M., Seyring, M., Rettenmeyer, M. and Dietzek, B., 2017. Effect of annealing on the sub-bandgap, defects and trapping states of ZnO nanostructures. *Chemical Physics*, 483, pp.112-121.
- Wahyuono, R.A., Schmidt, C., Dellith, A., Dellith, J., Schulz, M., Seyring, M., Rettenmayr, M., Plentz, J. and Dietzek, B., 2016. ZnO nanoflowers-based photoanodes: Aqueous chemical synthesis, microstructure and optical properties. *Open Chemistry*, 14(1), pp.158-169.
- Wahyuono, R.A., Schulze, B., Rusu, M., Wächter, M., Dellith, J., Seyring, M., Rettenmayr, M., Plentz, J., Ignaszak, A., Schubert, U.S. and Dietzek, B., 2016. ZnO Nanostructures for Dye-Sensitized Solar Cells Using the TEMPO+/TEMPO Redox Mediator and Ruthenium (II) Photosensitizers with 1, 2, 3-Triazole-Derived Ligands. *ChemPlusChem*, 81(12), pp.1281-1291.
- Yang, S., Ündar, A. and Zahn, J.D., 2006. A microfluidic device for continuous, real time blood plasma separation. *Lab on a Chip*, 6(7), pp.871-880.

- Yuwono, R.A., Izdiharrudin, M.F., dan Wahyuono, R.A., 2016, November. Integrated ZnO nanoparticles on paper-based microfluidic: toward efficient analytical device for glucose detection based on impedance and FTIR measurement. Second International Seminar on Photonics, Optics, and Its Application (ISPhOA 2016) (pp. 1015011-1015011). International Society for Optics and Photonics.
- Zeng, Z. and Grigg, R., 2006. A criterion for non-Darcy flow in porous media. *Transport in porous media*, 63(1), pp.57-69.
- Zhang, D. J., Ge, L., Yan, M.. 2012. Electrochemical immunoassay on a 3D microfluidic paper-based device. *Chemical Communications* 48: 4683 – 4685.

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

BIOGRAFI PENULIS



Rio Akbar Yuwono lahir pada tanggal 14 Agustus 1995 di Magelang. Penulis mengawali studi di SD Negeri Kramat 1 Magelang (2001 – 2007). Penulis melanjutkan studi di SMP Negeri 2 Magelang (2007 – 2010) dan melanjutkan ke SMA Negeri 4 Magelang (2010 – 2013). Setelah lulus SMA penulis melanjutkan studi di Departemen Teknik

Fisika – Fakultas Teknologi Industri – Institut Teknologi Sepuluh Nopember pada tahun 2013. Penulis mengambil bidang minat Rekayasa Energi dan Pengkondisian Lingkungan. Penulis dapat dihubungi melalui email : rio.akbar.yuwono@gmail.com

Lampiran 1. Data hasil uji kecepatan plasma darah secara eksperimental.

a. Sampel A (Pria) – Viskositas $0.0016 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$

Posisi (mm)	Waktu (s)			Kecepatan ($10^{-5} \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$)		
	1	2	3	1	2	3
0	0	0	0	8.304	8.365	7.998
0,5	6.1	6.1	6.3	8.197	8.233	7.987
1	13	12.5	12.6	7.237	7.823	7.946
1,5	20	19.3	18.9	7.147	7.347	7.912
2	27	26.2	25.2	7.138	7.212	7.899
2,5	34	33.3	31.9	7.143	7.041	7.456
3	41	40.4	38.7	7.150	7.013	7.321
3,5	48	47.6	45.7	7.140	6.978	7.215
4	55	54.9	52.7	7.145	6.877	7.140
4,5	64	64.5	61.9	5.551	5.212	5.426
5	76	76.6	74.5	4.170	4.136	3.979
5,5	95	100.1	95.9	2.631	2.122	2.330
6	118	124.8	118.1	2.174	2.026	2.257
6,5	142	149.6	142.9	2.083	2.019	2.014
7	167	174.7	169.8	2	1.987	1.856
7,5	200	208.3	203.6	1.516	1.489	1.478

b. Sampel B (Pria) – Viskositas $0.0017 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$

Posisi (mm)	Waktu (s)			Kecepatan ($10^{-5} \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$)		
	1	2	3	1	2	3
0	0	0	0	7.830	8.904	6.188
0,5	6.4	5.9	6.2	7.821	8.514	8.074
1	12.8	11.7	14.2	7.817	8.51	6.275
1,5	19.2	17.9	22.4	7.797	8.071	6.038
2	25.6	24.1	30.3	7.787	8.066	6.357
2,5	32.1	30.4	38.7	7.76	7.94	5.949
3	38.5	36.8	45.9	7.732	7.872	6.983
3,5	45.0	43.3	51.9	7.72	7.73	8.34
4	51.5	50.1	56.6	7.712	7.271	1.049
4,5	61.6	59.0	62.9	4.928	5.628	7.95
5	73.3	69.2	76.4	4.302	4.902	3.701
5,5	90.3	86.2	120.6	2.939	2.939	1.131
6	113.9	109.8	142.9	2.119	2.119	2.241
6,5	137.7	135.0	167.3	2.099	1.989	2.056
7	163.9	182.9	176.8	1.904	1.043	0.524
7,5	210.5	232.1	186.9	1.074	1.017	0.493

c. Sampel C (Wanita) – Viskositas $0.0018 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$

Posisi (mm)	Waktu (s)			Kecepatan ($10^{-5} \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$)		
	1	2	3	1	2	3
0	0	0	0	7.904	9.304	6.83
0,5	6.5	5.9	7.4	7.714	8.414	6.721
1	13.0	12.0	15.4	7.697	8.257	6.286
1,5	19.5	18.2	23.6	7.707	8.107	6.107
2	26.3	24.3	31.9	7.297	8.097	6.006
2,5	33.4	30.6	40.3	7.104	8.04	5.944
3	40.6	37.2	49.7	6.937	7.572	5.337
3,5	47.9	44.4	59.4	6.83	6.93	5.13
4	55.5	53.5	69.4	6.571	5.471	5.013
4,5	64.4	67.7	79.4	5.628	3.528	5.006
5	74.8	87.7	91.6	4.802	2.502	4.102
5,5	89.3	108.2	118	3.439	2.439	1.894
6	105.0	134.2	145.4	3.192	1.919	1.824
6,5	122.9	175.9	173.9	2.799	1.199	1.752
7	160.1	275.1	203.0	1.343	0.5043	1.722
7,5	247.2	408.8	239.4	0.5739	0.3739	1.374

d. Sampel D (Wanita) – Viskositas $0.0015 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$

Posisi (mm)	Waktu (s)			Kecepatan ($10^{-5} \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$)		
	1	2	3	1	2	3
0	0	0	0	8.550	9.043	10.043
0,5	5.9	5.7	5.2	8.439	8.814	9.639
1	11.9	11.5	10.5	8.422	8.557	9.457
1,5	17.8	17.4	15.8	8.420	8.507	9.321
2	23.9	23.7	21.3	8.139	7.969	9.197
2,5	30.1	30.1	26.8	8.121	7.740	9.044
3	36.3	36.6	32.4	8.006	7.672	8.872
3,5	42.6	43.5	38.2	7.987	7.330	8.63
4	48.9	50.3	44.2	7.923	7.271	8.371
4,5	57.4	58.9	52.9	5.923	5.828	5.728
5	68.4	69.8	63.6	4.523	4.602	4.702
5,5	81.3	84.5	76.9	3.874	3.392	3.739
6	96.8	102.9	92.5	3.220	2.719	3.219
6,5	115.5	121.4	109.1	2.679	2.699	2.999
7	137.0	145.9	128.8	2.327	2.043	2.543
7,5	164.6	179.8	157.0	1.812	1.474	1.774